

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公表特許公報 (A)

(11) 特許出願公表番号

特表2001-500762

(P2001-500762A)

(43) 公表日 平成13年1月23日 (2001.1.23)

(51) Int.Cl.⁷

識別記号

F I

テマート* (参考)

A 6 1 B 8/12

A 6 1 B 8/12

G 0 1 N 21/17

G 0 1 N 21/17

6 2 0

審査請求 未請求 予備審査請求 有 (全 32 頁)

(21) 出願番号 特願平10-514834
(86) (22) 出願日 平成9年9月15日 (1997.9.15)
(85) 翻訳文提出日 平成11年3月19日 (1999.3.19)
(86) 国際出願番号 P C T / U S 9 7 / 1 6 4 5 5
(87) 国際公開番号 W O 9 8 / 1 1 8 2 3
(87) 国際公開日 平成10年3月26日 (1998.3.26)
(31) 優先権主張番号 0 8 / 7 1 7 , 1 5 3
(32) 優先日 平成8年9月20日 (1996.9.20)
(33) 優先権主張国 米国 (U S)
(31) 優先権主張番号 0 8 / 7 7 3 , 6 7 1
(32) 優先日 平成8年12月24日 (1996.12.24)
(33) 優先権主張国 米国 (U S)

(71) 出願人 カーディオバスキュラー・イメージング・システムズ・インコーポレイテッド
アメリカ合衆国95134カリフォルニア州
サンノゼ、オーチャード・パークウェイ
2710番
(72) 発明者 テンホフ、ハーム
アメリカ合衆国94043カリフォルニア州
マウンテン・ビュー、エイダ・アベニュー・ナンバー37、201番
(74) 代理人 弁理士 青山 葆 (外2名)

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 3次元管腔内超音波画像再生

(57) 【要約】

器官または他の内部構造をイメージングして、当該器官の3次元再生を行うイメージング方法は、患者の身体の内側に配置されたカテーテルイメージングチップ (22) の周囲の超音波検査画像を取得することができる管腔内超音波イメージングシステム (23) を準備するステップを含む。管腔内超音波カテーテルイメージングチップ (22) は患者の身体の関心領域 (97) に配置され、カテーテル (21) の故意の移動またはプルバック中に、複数の超音波画像が取得され、各画像は検査画像データセットに対応する。プルバック中に取得された各超音波検査データセットに対するカテーテル軸の位置は記録される。記録されたカテーテルチップ (22) の位置は、3次元空間のカテーテルプルバック軌跡を演算するのに使用することができる。画像は、カテーテルプルバック軌跡の周囲に積み重ねられる。第1の画像の原点を第1の記録位置に配置し、後続の画像を第1の画像からそれぞれの距離離れたところに配置し、ここで各超音波データセットはカテーテルの軸がカテーテルプルバック軌跡と一致するように配置される。

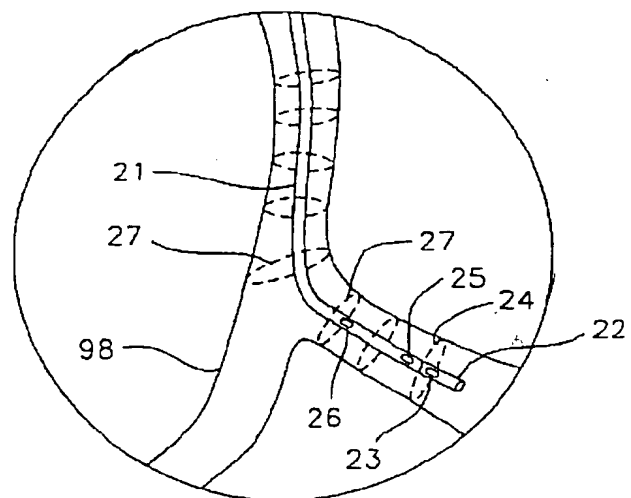


FIG. 2

【特許請求の範囲】

1. 患者の身体内の器官、ルーメン、または他の内部構造をイメージングして、当該器官、ルーメン、または他の内部構造の関心領域の3次元再生を行うイメージング方法において、

カテーテルイメージングチップを含むイメージングシステムを準備し、

カテーテルイメージングチップに近接して装着された少なくとも1つの追跡要素と、カテーテルイメージングチップから離れた配置された複数に基準フレーム要素とからなるカテーテル追跡システムを準備し、

カテーテルイメージングチップを器官、ルーメン、または他の内部構造の関心領域に配置し、

イメージングシステムを使用して、カテーテルイメージングチップの移動中に、カテーテルイメージングチップの周囲の複数の画像を取得し、

移動中に取得される各画像に対して、イメージングチップにおけるカテーテルに対する接線の位置を記録し、該接線はローカルカテーテル軸を提供し、

カテーテル追跡システムを使用して移動中にカテーテルチップ内の画像原点のX、Y、Z座標を記録し、

曲がった3次元カテーテル移動軌跡の回りの複数の画像を積み重ね、第1の画像の原点を第1の記録位置に配置し、後続の画像を曲がりに沿った各記録位置において第1の画像からカテーテル軸に垂直にそれぞれの距離離れたところに配置するステップからなるイメージング方法。

2. 前記カテーテルイメージングチップは管腔内光学コヒーレンストモグラフィプローブであり、

前記複数の画像を取得するステップは、カテーテルイメージングチップの周囲を干渉計使用により (interferometrically) 走査することを含む請求項1に記載の方法。

3. 前記カテーテルイメージングチップは管腔内超音波プローブであり、

前記複数の画像を取得するステップは、カテーテルイメージングチップの周囲を超音波検査的に (echographic) 走査して、超音波検査画像を取得することを

含み、

各画像は超音波検査データセットに対応する請求項1に記載の方法。

4. 少なくとも1つの追跡要素は、カテーテルイメージングチップの近傍に装着された超音波トランスデューサであり、

複数の基準フレーム要素は、カテーテルイメージングチップから離れて位置する超音波トランスデューサである請求項1に記載の方法。

5. カテーテル追跡システムは、さらに、

(i) 前記追跡トランスデューサが前記基準フレームトランスデューサによって受信される超音波信号を生成することを可能にし、

(ii) 前記超音波信号の生成と、前記基準フレームトランスデューサによる受信との間の経過時間を連続的に測定し、

(iii) 前記フレームトランスデューサのお互いに対する位置と、前記追跡トランスデューサの前記基準フレームトランスデューサに対する位置とを演算する、ための回路からなる請求項4に記載の方法。

6. カテーテルの移動はカテーテルイメージングチップのプルバックを含む請求項1に記載の方法。

7. 各画像は、記録されたカテーテルに対する接線はカテーテル移動軌跡に対する近似接線と一致している請求項1に記載の方法。

8. 前記トランスデューサの変位を決定するとともにそれらの速度を決定するために、前記超音波信号の生成と受信、およびトランスデューサ位置の演算のシーケンスを繰り返すステップをさらに有する含む請求項5に記載の方法。

9. カテーテルチップの角度を決定するステップをさらに有する請求項7に記載の方法。

10. 前記カテーテル追跡システムは前記イメージングチップに近接して装着された少なくとも2つの追跡要素からなり、

前記角度は、カテーテルチップ接線の近似として、前記イメージングチップに近接する少なくとも2つの追跡要素の位置を通る線を見出すことによって決定される請求項9に記載の方法。

1 1. 前記2つの追跡要素は超音波トランスデューサである請求項10に記載の方法。

1 2. 前記角度は、前記少なくとも1つの追跡要素の2つの連続する位置を通る接線を見出すことによって決定される請求項9に記載の方法。

1 3. 前記少なくとも1つの追跡要素は全方向性である請求項1に記載の方法。

1 4. 前記基準フレーム要素は全方向性である請求項1に記載の方法。

1 5. 前記基準フレーム要素は患者の内部に配置されている請求項1に記載の方法。

1 6. 前記基準フレーム要素は患者の外部に配置されている請求項1に記載の方法。

1 7. 前記複数の画像を取得するステップは、カテーテルチップにおいてカテーテル軸にほぼ垂直な断面を本質的に走査することを含む請求項1に記載の方法。

1 8. 前記複数の画像を取得するステップは、カテーテルイメージングチップの

位置にその頂点を有するとともに大きな頂角を有する円錐面を本質的に走査することを含む請求項1に記載の方法。

1 9. 前記円錐面の頂角は150-170度である請求項18に記載の方法。

2 0. 前記各超音波検査データセットは、カテーテルイメージングチップに原点を有する3次元クラウド (cloud) を表す請求項3に記載の方法。

2 1. 少なくとも1つの追跡要素がイメージングチップの20mm以内に装着されている請求項1に記載の方法。

2 2. 患者の身体内の器官、ルーメン、または他の内部構造をイメージングして、当該器官、ルーメン、または他の内部構造の関心領域の正確な3次元再生を行うカテーテルイメージングシステムにおいて、

基端領域、先端領域、および前記先端領域内に動作可能に配置されたイメージングチップを有するカテーテルと、

カテーテルイメージングチップに近接して装着された少なくとも1つの追跡要素と、カテーテルイメージングチップから離れて配置された複数の基準フレーム要素とからなるカテーテル追跡システムと、

前記イメージングチップに動作可能に連結された自動長手位置変換器と、

前記イメージングチップ、追跡システム、および自動長手位置変換器に連結されたシステムとからなり、

動作中、前記システムは、前記イメージングチップを自動的にプルバックし、一方前記イメージングチップの周囲の複数の画像を取得し、移動中に前記イメージングチップの位置座標を追跡するカテーテルイメージングシステム。

23. 前記システムは、さらに、

(i) 前記少なくとも1つの追跡要素が前記基準フレーム要素によって受信される超音波信号を生成することを可能にし、

(ii) 前記超音波信号の生成と、前記基準フレーム要素による受信との間の経過時間を連続的に測定し、

(iii) 前記基準フレーム要素のお互いに対する位置と、前記少なくとも1つの追跡要素の前記基準フレーム要素に対する位置とを演算する、ための回路からなる請求項22に記載のカテーテルイメージングシステム。

24. 前記少なくとも1つの追跡要素はトランスデューサであり、前記基準フレーム要素はトランスデューサである請求項23に記載のカテーテルイメージングシステム。

25. 前記少なくとも1つの追跡要素はトランスデューサであり、前記基準フレーム要素はトランスデューサである請求項22に記載のカテーテルイメージングシステム。

【発明の詳細な説明】**3次元管腔内超音波画像再生**

この出願は1996年9月20日に提出された米国特許出願第08/717,153の一部継続出願である。

技術分野

この発明は、体腔またはルーメン内で超音波画像を形成する方法および装置に関し、さらに詳しくは、非線形パスで撮影された一連の画像から3次元画像を再生 (reconstruct) する3次元 (3D) 画像再生の精度を高める方法および装置に関する。

背景技術

管腔内超音波画像形成は、患者の動脈の狭窄症の位置および特性を決定する現在では一般的な技術である。現在、血管領域の3D画像は、関心領域内で超音波トランスデューサ (transducer) をプルバック (pull-back) している間に当該超音波トランスデューサから画像データを取得した後、連続した2D画像を積み重ねることで形成される。一般的に使用される方法では、プルバック速度が均一であると仮定して、2D画像は真直ぐな中心線に沿って等距離に積み重ねられる。プルバック速度が不均一であれば、各画像の位置はレジストレーションがとられ (registered)、画像はレジストレーション位置に積み重ねられる。この不均一なプルバックは3D歪み (distortion) には至らないが、不均一な間隔のため画像にギャップが生じる結果になる。このような方法はトランスデューサがプルバック中に線形パスに追従すると仮定しているが、現実にはパスは3D空間に曲がっている。したがって、この仮定を行うと、現実の3次元描写に著しい歪みを有する結果になる。これにより誤差が生じる。各画像は各隣接画像の面に平行な平面にあると仮定されているが、現実には画像面は互いに傾斜している。

近年、3Dカテーテル中心線を生成し、該カテーテル中心線の形状により2D画像を積み重ねることによって、この誤差を補正する少なくとも1つの方法が提案されている。スラガー (Slager) らのソーラックス・センター・ジャーナル (The Thorax Center Journal) 7/3:36-37 (1995)、ローラン

ド (Roelandt) らのサーキュレーション (Circulation) 90 (2) : 1044-1055 (1994)、スラガー (Slager) らのアメリカ心臓病大学ジャーナル (Journal of the American College of Cardiology) 25 : 144A (1995)、オランダのロッテルダム大学病院胸部センターのラバン (Laban) らの「ANGUS : 血管造影および管腔内超音波の組み合わせ使用による冠状動脈の3次元再生への新しいアプローチ (A new Approach to Three-dimensional Reconstruction of Coronary Vessels by Combined Use of Angiography and Intravascular Ultrasound)」参照。ここで引用されるこれらの文献は、それらの全てを完全に説明するように、本明細書に組み込まれる。スラガーの方法によると、放射線不透過性マーカを有するカテーテルが使用され、該カテーテルの中心線は、カテーテルのプルバック前および／またはその間に、二面蛍光透視 (bi-lane fluoroscopy) を介して取得されるデータから再生される。しかしながら、3D中心線を決定するための技術としての蛍光透視の使用は、ある欠点や副作用がないわけではない。このように、連続した超音波画像から3D再生ができるように、蛍光透視を使用することなく、プルバック軌跡を決定する装置および方法の必要性が存在する。

発明の開示

発明者らは、器官、ルーメン、その他身体内の内部構造の正確な3D再生を得るために、器官、ルーメン、その他身体内の内部構造をイメージング (イメージング) する方法および装置を発見した。この方法と装置は、冠状動脈、一般的な動脈、さらに一般的な血管系に適用され、また房や心室を含む心臓の空間のような器官内の解剖学的空間をイメージングするのにも適用されるであろう。また、この装置および方法は、食道 (径食道超音波心臓検査)、尿道、子宮等をイメージングするのにも適用できることは理解されるであろう。

本発明の装置は、超音波イメージングカテーテルシステムとカテーテル追跡 (tracking) システムの両方を含む。超音波イメージングシステムは、超音波イメージング可能性を有する従来の管腔内カテーテルの形態で提供される。このようなカテーテルの一般的な設計と構成に関する詳細については、ヨック (Yock)

の米国特許第4794931号、第5000185号および第5313949号、ジーベン (Sieben) らの米国特許第5243988号および第5353798号、クローリー (Crowley) らの米国特許第4951677号、ポメランス (Pomeranz) の米国特許第5095911号、グリフィス (Griffith) らの米国特許第4841977号、マロニー (Maroney) らの米国特許第5373849号、ボム (Bom) らの米国特許第5176141号、ランシー (Lancee) らの米国特許第5240003号、ランシー (Lancee) らの米国特許第5375602号、ガーディナー (Gardineer) らの米国特許第5373845号、スーアード (Seward) らのマヨ・クリニック・プロシーディング (Mayo Clinic Proceedings) 71 (7) : 629-635 (1996)、パッカー (Packer) らのカーディオスティム・コンフェレンス (Cardiostim Conference) 833 (1994) の「超音波心臓検査 (Ultrasound Cardioscopy)」Eur. J. C. P.E. 4 (2) : 193 (1994年6月)、エバーレ (Eberle) らの米国特許第5453575号、エバーレらの米国特許第5368037号、エバーレらの米国特許第5183048号、エバーレらの米国特許第5167233号、エバーレらの米国特許第4917097号、エバーレらの米国特許第5135486号、その他当業者に公知の管腔内超音波装置および様相に関する文献を参照のこと。カテーテルは、典型的には基端と先端領域を有し、先端領域に位置するイメージングチップを含む。このようなカテーテルは、患者の身体の内側の関心領域に位置するときに、イメージングチップを囲む領域の超音波検査画像を取得する能力を有する。また、カテーテルおよびその関連電子回路は、関心領域で取得される超音波検査データセットに対するカテーテル軸の位置を規定することができるであろう。

カテーテル追跡システムは、一般にカテーテルのイメージングチップの近傍に装着された少なくとも1つの超音波トランスデューサを含み、その信号は移動中のイメージングチップの位置および／または角度を追跡するのに使用される。受信モード (reception mode) では、イメージングチップの位置を追跡するのに使用される信号は電氣的であり、一方放出モード (emission mode) ではその信号は音響的である。移動は通常プルバックであるが、全6自由度 (x, y,

z) および3角度)の横移動を含む。以下の開示では、プルバックのみを典型的に説明するが、操縦可能なカテーテル内でのチップの偏向を含むその他の全ての移動形態が企図されていることは理解されるであろう。追跡トランスデューサは2つのモードで動作する。受信モードでは、イメージングチップの位置を追跡するのに使用される信号は電氣的であり、一方放出モードでは信号は音響的であろう。他の実施形態では、一对のトランスデューサはプルバック中にイメージングチップの位置をマークする。一对の近接して配置されたトランスデューサは、その点におけるカテーテルによって規定される曲線の接線(tangent)に近似(approximate)する線を規定する。したがって、カテーテルの角度は、カテーテル接線の近似として、イメージングチップの近傍の少なくとも2つのトランスデューサの位置を通る線を見つけることによって、決定される。プルバック中に単一のトランスデューサのみがカテーテルの位置をマークすると、カテーテル接線は、プルバック中のマーカトランスデューサの2つの連続位置により規定される線によって近似される。

カテーテル追跡システムはさらに、管腔内超音波(I L U S)カテーテルから離れて位置する多数のトランスデューサ、一般には2以上、さらに好ましくは3以上、さらに好ましくは4以上のトランスデューサを含む。これらのトランスデューサは、基準フレーム(reference frame)を形成し、患者の内部および/または外部に配置してもよい。追跡システムはさらに、あるトランスデューサを作動させて、他の超音波トランスデューサに受信される超音波信号を発生する電子回路を含む。また、本システムは、超音波信号の発生と他の個々の超音波トランスデューサによる受信との間の経過時間を測定するための回路を含む。さらに、追跡システムは、既知である超音波速度と三角測量(triangulation)を使用し、また測定された経過時間を使用して、フレームトランスデューサとカテーテルチップトランスデューサの相対位置を演算するための電子回路を含む。この追跡システムにより、ユーザはカテーテルのプルバック中に連続して各マーカトランスデューサの3D座標(x, y, z)を決定することができる。

カテーテル追跡システムの一例、および移動点の3D座標(x, y, z)を決定するためのその使用方法は、スミス(Smith)らの米国特許第5515853

号に記載されており、その内容はそれを参照することによってここに組み入れられるので、さらなる説明はしない。

本発明の方法は、一般に、I L U S カテーテルイメージングチップを患者の関心領域に配置するステップを含む。次に、I L U S カテーテルが作動されて、カテーテルのプルバック中に一連の超音波画像を取得する。好ましい実施形態では、E C G ゲートで制御されるプルバックであり、ローランド (Roelandt) らのサーキュレーション (Circulation) 90 (2) : 1044-1055 (1994)、オランダのロッテルダム大学病院胸部センターのラバン (Laban) らの「A NGUS : 血管造影および管腔内超音波の組み合わせ使用による冠状動脈の3次元再生への新しいアプローチ (A new Approach to Three-dimensional Reconstruction of Coronary Vessels by Combined Use of Angiography and Intravascular Ultrasound)」に開示されている。各超音波検査データセットの取得中に、該データセットの対するカテーテル軸の位置が決定され記録される。このステップはイメージングカテーテルによってなされる。さらに、各超音波検査データセットに対して、カテーテルチップの3D座標が決定され記録される。このステップは追跡システムによってなされる。記録されたカテーテルチップの位置は、イメージングトランスデューサが1または複数のマーカトランスデューサの正確な位置に配置されないことに対する補正を考慮して、3D空間のカテーテルプルバック軌跡 (trajectory) を演算するのに使用される。超音波検査画像はカテーテル軌跡の周りに積み重ね (stack) られる。このステップは、3D再生である。最初の超音波データセットの原点は第1の記録位置に置かれ、後続する各画像は第1画像からそれぞれの距離の位置に配置される。この配置ステップ中、各画像データセットがプルバック軌跡に対して適正な方位角度を有するように、記録されたカテーテル軸をプルバック軌跡と一致させることが好ましい。

図面の簡単な説明

図1は、ここに開示された方法および装置を使用する部位としての人の心臓を示す。

図2は、関心領域にI L U S カテーテルを配置させた冠状動脈領域の拡大図を

示す。

図3は、1つの全方向性追跡トランスデューサを有するILUSカテーテルのプルバックを示す。

図4は、図3に示すILUSカテーテルのプルバック中に起こる横移動を示す。

図5は、2つの全方向性追跡トランスデューサを有するILUSカテーテルのプルバックを示す。

図6Aは、血管の線形領域に配置された図5のILUSカテーテルを示す。

図6Bは、血管の大きく湾曲した領域に配置された図5のILUSカテーテルを示す。

図7は、使用のために配置されたカテーテル追跡システムを有する患者と、ILUSカテーテルに装着された自動プルバック装置を示す。

図8は、オプティカル・コヒーレンス・ドメイン・リフレクトメータ (reflectometer) の概略ブロック図を示す。

図9は、オプティカル・コヒーレンス・トモグラフィ (tomography) ・カテーテルモジュールの実施形態を示す。

発明の詳細な説明

ここに開示された方法は、図1に示されたような冠状動脈の超音波画像、またはカテーテルの位置軌跡が変化する領域にわたって画像が取得される身体のいかなる空洞にも適用可能である。図1を参照すると、心臓99は冠状動脈98を含み、該冠状動脈は心臓の表面に沿って曲がりくねり、多くの場所に屈曲部を有する。図2は関心領域内に配置されたILUSカテーテルを有する屈曲部97の拡大図を示す。カテーテル21は末端22と基端（不図示）を有し、一般に当業者に公知のイメージングカテーテルに従って設計される。このカテーテルは、カテーテルチップ22の周囲の超音波画像を取得することができる管腔内超音波イメージングシステムを含む。イメージングシステムは、トランスデューサ23と、これに関連して超音波検査データセットを表示するための電子装置とを含む。超音波検査データセットは、例えばカテーテル21の先端チップ22の回りの360度のパス24にわたってトランスデューサ23を回転させて血管内部を走査す

ることによって、あるいは血管内部を60度または90度走査するセクター走査 (sector scan) によって得られる。他の実施形態では、トランスデューサ23は、グリフィス (Griffith) らの米国特許第4841977号に開示されているようなフェーズドアレイトランスデューサ (phased array of transducer) に置き換えられる。血管内部の走査はプルバック中に多数回繰り返され、血管98内の連続した位置27で取られた複数の超音波検査データセットを取得する。

ある1つの実施形態では、プルバック中に取得される各超音波データセットは、図2に示すような画像点で血管の横断面画像からなる。他の実施形態では、各画像は、本質的に、イメージングトランスデューサの位置に頂点を有する円錐面を表す。この場合、円錐面の頂角は通常大きく、典型的には150-170度である。他の実施形態では、各超音波検査データセットは、本質的に、超音波イメージングトランスデューサの位置に原点を有する3Dクラウド (cloud) を表す。

この装置はさらにカテーテル追跡システムを有し、該システムは体内で使用中にカテーテルイメージングチップの3D座標および角度のリアルタイムの決定を可能にする。追跡システムは、図2に示すようなイメージングチップ23に隣接してカテーテルに装着された少なくとも1つのトランスデューサ25を含む。トランスデューサ25は走査トランスデューサ23の基端または先端に装着されることができる。しかしながら、先端に装着すると、画像面を横切るトランスデューサ・リード (transducer leads) のために、人造物 (artifact) を描くことになる。他の実施形態では、カテーテル21は短距離だけ離れた2つの追跡トランスデューサ25と26を含む。最適間隔は、角度測定の精度と、解像度に関する制限によるパーセント誤差との2つの競争パラメータ (competing parameter) を考慮することによって決定される。追跡システムの解像度は2つのトランスデューサが如何に近接して設置することができるかを決定する制限ファクターである。角度の精度を最適化するためにできるだけ接近して設置される2つのトランスデューサを有することが望ましい。しかしながら、現在利用できる解像度は、解像度の限界によるパーセント誤差を最小にするために、位置の決定を約1 mmの範囲内に許容するので、追跡トランスデューサを5 mm、好ましくは7 mm

、さらに好ましくは9 mm以上、最も好ましくは約10 mm以上の間

隔をあけることがベストである。いずれの場合でも、約15 mm以下、好ましくは約12 mm以下、さらに好ましくは約10 mm以下に追跡トランスデューサの間隔を制限することがベストであり、約10 mmの間隔が最も好ましい。

カテーテル中心線に対する接線、または超音波検査データが取得される各点におけるイメージングトランスデューサの軌跡を演算することができることが好ましい。一つの実施形態では、2以上の追跡トランスデューサが使用され、接線は追跡トランスデューサの位置によって決定される2以上の点によって規定される線によって近似される。他の実施形態では、1つのみの追跡トランスデューサが使用され、プルバック中の2位置における追跡トランスデューサの連続位置によって決定される2点を通る線によって近似される。一旦決定された接線または角度は、各超音波検査データセットの配置の適正な角度を提供する。これは、各データセットは、各データセットに対して記録されたカテーテル軸が超音波検査データが記録された点における接線と一致するように、設置されるからである。確率誤差 (stochastic error) または解像不足 (resolution deficiency) によって生じる取得軌跡の大きな偏差を平滑 (smooth) にするために、当業者に公知である多くの平均手段 (averaging technique) を使用することができる。

また、カテーテル追跡システムは、ILUSカテーテルから離れて配置される多数のトランスデューサを含み、これらは集合して基準フレームを規定する。カテーテルから離れた基準フレームの中に、少なくとも3つのトランスデューサを有し、追跡トランスデューサと基準フレームトランスデューサが一つの平面内に含まれないようにすることが望まれる。カテーテル追跡システムの設計および使用は、スミス (Smith) らの米国特許大5515853号で十分に議論されている。

ここに開示されるILUSカテーテルおよび追跡システムは、図7に患者に利用された状態で示されている。追跡システムは胸部ハーネス101の中に配置された基準フレームトランスデューサを含む。カテーテル21は大腿動脈を通して患者に進入し、関心領域例えば冠状動脈に設置されている。カテーテル21の基

端はハンドル102を含み、該ハンドルは自動プルバック装置（APD）103に接続されている。処理システム104は、基準フレームトランスデューサから

ワイヤ105を介して、追跡トランスデューサからワイヤ106を介して、ILUSカテーテルイメージングシステムからワイヤ107を介して、APDからワイヤ108を介して、電子入力を受信する。

使用時、ILUSカテーテルは当業者に公知の方法により配置される。冠状動脈をイメージングするために、カテーテルは大腿動脈（図7）の切り口を通して挿入され、典型的には案内カテーテルに補助されて下行大動脈を通して上方に進められ、大動脈アーチを横切って冠状動脈に達する。関心領域が異なる血管または器官に有る場合、進入手段は明らかに異なるが、当業者に知られた確立された技術に従う。ILUSカテーテルは、図2に示すように、そのイメージングチップが患者の身体の関心領域に横たわるように配置される。カテーテルイメージングシステムは、必要に応じて自動プルバック装置を使用して、プルバックシーケンスを通して移動される。自動プルバック装置は、ウェブラー（Webler）らの米国特許大5361768号および大5485846号、1996年9月27日に出願されたリーム（Ream）の米国出願第08/722325号、1996年9月27日に出願されたリーム（Ream）の米国出願第08/721433号に開示されている。プルバック中、一連の超音波データセットが取得され、それらは必要な入力を与えて画像を形成し、画像は当業者に知られたプロセスに従って電子装置を使用して表示される。

各画像が捕獲されるとき、プルバック中に取得される各超音波検査データセットに対するカテーテル軸の位置は、トランスデューサの位置によって規定され、それは公知である。カテーテルイメージングチップのプルバック中、データが記録される各時間間隔における位置（ x ， y ， z ）と時間を、米国特許第5515853号の方法により記録することが望まれる。この情報から、カテーテルチップ移動速度を演算することができ、そのうえこの情報を記録することができる。さらに、前述したような1または2以上の追跡トランスデューサの座標（ x ， y ， z ）を使用して、各画像に対して、イメージングチップの3D空間における角

度を決定し記録することが望まれる。

次に、カテーテルプルバックパスに沿った画像取得の各点の座標 (x , y , z) は、時間データと関連して使用され、カテーテルプルバック軌跡の回りの超

音波検査画像を積み重ねることによって3D画像が再生される。第1の画像の原点は第1の記録位置に置かれる。次の画像は第1の画像からそれぞれの距離のところに配置される。このプロセスは関心領域内の全画像がプルバック軌跡に沿って配置されるまで繰り返される。各超音波検査データセットは、該データセットに対して記録されたカテーテル軸がカテーテルプルバック軌跡と一致するように調整される。この方法では、断面走査に対して、各超音波検査データセットはILLUSカテーテルの長手軸に対してほぼ90度の角度で定位される。デジタル化された隣接画像セット間で線形補間が行われ、参照することによってここに組み込まれているエバンス (Evans) らのサーキュレーション (Circulation) 93 : 567-576 (1996) に記載されているような、ボクセル (voxel) データセットとなる。ボクセルデータセットは再スライス (reslice) され、新しいシリーズの2Dフレームを形成する。3D画像は、ボクセルベース (voxel-based) の画像ディスプレイ (Sonoview, Pura Labs) に対して開発されたアルゴリズムを用いてデータを処理することにより形成することができる。その結果の画像は表示および分析のためにワークステーションに表示される。

超音波データセットが3Dクラウド (cloud) である場合、その境界において、隣接画像のクラウドと重ね合わされてもよい。したがって、重ね合わされた画像間の境界で生じる歪みを除去するために、超音波検査データにある調整を行うことが望まれる。さらに、いわゆる「ソックテーション (sock rotation)」により誤差が生じ、それは各超音波検査データの固定基準に対する回転定位 (rotational orientation) と称する。この誤差に対しては、イメージングされる血管または空洞内で自動ランドマーク (landmark) を使用することによって調整する。これにより、各データセットの回転定位はランドマークの設置に対してh構成される。

他の実施形態では、異なる面での曲がりのためプルバック中のカテーテルのね

じれによって生じる画像回転に対し、調整が行われる。これは典型的には画像回転として表れ、修正されなければ再生された画像をゆがめることになる。この歪みは「ツイスト (twist)」と言及され、プルバック中それらのパスに沿って原点のまわりに異なる角度に画像が回転されるために生じる。この現象およびそれ

を補正するための解決手段は、オランダのロッテルダム大学病院胸部センターのラバン (Laban) らの「ANGUS: 血管造影および管腔内超音波の組み合わせ使用による冠状動脈の3次元再生への新しいアプローチ (A new Approach to Three-dimensional Reconstruction of Coronary Vessels by Combined Use of Angiography and Intravascular Ultrasound)」に記載されているので、簡略のため、さらなる説明はしない。

他の実施形態では、カテーテルチップの位置は、電磁位置および定位決定システムを使用してプルバック中に記録される。このシステムは、アレツ (Aretz) らのインターナショナル・ジャーナル・オブ・カーディアック・イメージング (International Journal of Cardiac Imaging) 6: 231-237 (1991)、アッカー (Acker) らの国際出願番号PCT/US94/11298 (1993年10月6日出願されたUSSN08/132479)、ベンハイム (Ben-Haim) らの国際出願番号PCT/US95/01103 (1994年4月19日出願されたUSSN08/293859) に記載され、これらを参照することでここに組み入れられる。

実施例1:

一つの全方向性追跡トランスデューサを備えたカテーテルを使用する3D再生

3D再生を得るための画像の積み重ねは、1つの追跡トランスデューサを備えたカテーテルを使用し、図3に示すように、追跡トランスデューサに対して連続する2点を使用してプルバック軌跡に対する近似接線を計算することによって達成される。横断画像52と53はプルバック57中に軌跡51に沿って取得される。第1の時点 $t = t_1$ では、追跡トランスデューサは点54に対応する位置1にある。画像面52は位置1から距離56 (s) に変位され、この変位 s は先端追跡トランスデューサとわずかに基端側の走査トランスデューサとの間の距離に

相当する。第2の時点 $t = t_2$ では、追跡トランスデューサは点55に対応する位置2にある。画像面53は再び位置2から距離 s に変位される。

このように、位置1 ($t = t_1$) では、チップ座標は (x_1, y_1, z_1) で与

えられ、一方位置2 ($t = t_2$) では、チップ座標は (x_2, y_2, z_2) で与えられる。位置1と位置2との間のベクトルの方向と長さは、次のベクトルで与えられる。

$$(x_2 - x_1, y_2 - y_1, z_2 - z_1)$$

位置1と画像面52との間のベクトルの方向と長さは、次のベクトルで与えられる。

$$\frac{s}{\sqrt{(x_2 - x_1)^2 + (y_2 - y_1)^2 + (z_2 - z_1)^2}} (x_2 - x_1, y_2 - y_1, z_2 - z_1)$$

画像面52上の垂直ベクトルは、次のように表される。

$$(n_1, n_2, n_3) = \frac{(x_2 - x_1, y_2 - y_1, z_2 - z_1)}{\sqrt{(x_2 - x_1)^2 + (y_2 - y_1)^2 + (z_2 - z_1)^2}}$$

このベクトルは、画像面52を接線に対して 90° の角度で配置し、その方向は位置1と位置2の間のベクトルの方向によって近似される。したがって、画像面52の数学的記述は次の式で規定される。

$$\begin{aligned} n_1 x + n_2 y + n_3 z = & n_1 \left(x_1 + \frac{s(x_2 - x_1)}{\sqrt{(x_2 - x_1)^2 + (y_2 - y_1)^2 + (z_2 - z_1)^2}} \right) + \\ & n_2 \left(y_1 + \frac{s(y_2 - y_1)}{\sqrt{(x_2 - x_1)^2 + (y_2 - y_1)^2 + (z_2 - z_1)^2}} \right) + \\ & n_3 \left(z_1 + \frac{s(z_2 - z_1)}{\sqrt{(x_2 - x_1)^2 + (y_2 - y_1)^2 + (z_2 - z_1)^2}} \right) \end{aligned}$$

したがって、再生時には、原点の座標は次の式で与えられ、

$$\begin{pmatrix} x_1 + \frac{s(x_2 - x_1)}{\sqrt{(x_2 - x_1)^2 + (y_2 - y_1)^2 + (z_2 - z_1)^2}} \\ y_1 + \frac{s(y_2 - y_1)}{\sqrt{(x_2 - x_1)^2 + (y_2 - y_1)^2 + (z_2 - z_1)^2}} \\ z_1 + \frac{s(z_2 - z_1)}{\sqrt{(x_2 - x_1)^2 + (y_2 - y_1)^2 + (z_2 - z_1)^2}} \end{pmatrix}$$

その面の角度はその垂直ベクトル (n_1 , n_2 , n_3) によって規定される。画像面 53 は、位置 3 の規定後に、(x_1 , y_1 , z_1) と (x_2 , y_2 , z_2) においてそれぞれ $1 \rightarrow 2$ 、 $2 \rightarrow 3$ と置き換えることによって、同様に規定される。

この演算のシステムと方法は、プルバックがカテーテルチップ位置におけるカテーテル軸に対してインラインで行われなければ、著しい誤差の潜在性を有している。したがって、この誤差は、器官の解剖学的空洞（例えば心室）で起こるような、プルバック中に実質的な横移動がある場合に、起こる傾向がある。この誤差は図 4 に示され、ここでは、位置 54 で開始するプルバックに対して全軌跡が横移動 57' で置き換えられていることが分かる。このように、現実の画像面が面 52 で示されるように演算されるべきであるが、その代わり仮想画像面 58 が生成される結果、現実と仮想の画像面の間で実質的な角度誤差 59 がある。さらに、この角度誤差は誤差 60 を引き起こし、画像の原点を配置する際に起こる。

実施例 2：

二つの全方向性追跡トランスデューサを備えたカテーテルを使用する 3D 再生

3D 再生を得るための画像の積み重ねは、2つの追跡トランスデューサを備えたカテーテルを使用し、図 5 に示すように、超音波検査画像取得が起こる時点における 2つの追跡トランスデューサ間の線を使用してプルバック軌跡に対する近似接線を計算することによって達成される。横断画像 52 は軌跡 51 に沿うプルバック中に $t = t_1$ の時点で取得される。時点 $t = t_1$ では、第 1 の追跡トラン

スデューサ（トランスデューサ 1）は点 54'（位置 1）にあり、一方第 2 の追跡トランスデューサ（トランスデューサ 2）は、ギャップ 61 に対応する距離 1

離れた点55'（位置2）にある。画像面52は位置1から距離56（s）によって置き換えられている。

したがって、 t_1 では、トランスデューサ1に対するチップ座標は (x_1, y_1, z_1) で与えられ、一方トランスデューサ2に対するチップ座標は (x_2, y_2, z_2) で与えられる。トランスデューサ1と2との間の距離は既知であり、時式で測定され、

$$l = \sqrt{(x_2 - x_1)^2 + (y_2 - y_1)^2 + (z_2 - z_1)^2}$$

画像面はトランスデューサ1から距離sに配置される。

画像面5.2上の垂直ベクトルは、次のように表される。

$$(n_1, n_2, n_3) = \frac{(x_2 - x_1, y_2 - y_1, z_2 - z_1)}{\sqrt{(x_2 - x_1)^2 + (y_2 - y_1)^2 + (z_2 - z_1)^2}}$$

このベクトルは、画像面52を接線に対して 90° の角度で配置し、その方向はトランスデューサ1と2の間のベクトルの方向によって近似される。

したがって、画像面52の数学的記述は次の式で規定される。

$$\begin{aligned} n_1 x + n_2 y + n_3 z = & n_1 \left(x_1 + \frac{s(x_2 - x_1)}{\sqrt{(x_2 - x_1)^2 + (y_2 - y_1)^2 + (z_2 - z_1)^2}} \right) + \\ & n_2 \left(y_1 + \frac{s(y_2 - y_1)}{\sqrt{(x_2 - x_1)^2 + (y_2 - y_1)^2 + (z_2 - z_1)^2}} \right) + \\ & n_3 \left(z_1 + \frac{s(z_2 - z_1)}{\sqrt{(x_2 - x_1)^2 + (y_2 - y_1)^2 + (z_2 - z_1)^2}} \right) \end{aligned}$$

したがって、再生時には、原点の座標は次の式で与えられ、

$$\begin{pmatrix} x_1 + \frac{s(x_2 - x_1)}{\sqrt{(x_2 - x_1)^2 + (y_2 - y_1)^2 + (z_2 - z_1)^2}} \\ y_1 + \frac{s(y_2 - y_1)}{\sqrt{(x_2 - x_1)^2 + (y_2 - y_1)^2 + (z_2 - z_1)^2}} \\ z_1 + \frac{s(z_2 - z_1)}{\sqrt{(x_2 - x_1)^2 + (y_2 - y_1)^2 + (z_2 - z_1)^2}} \end{pmatrix}.$$

その面の角度はその垂直ベクトル (n_1 , n_2 , n_3) によって規定される。プルバック中、この決定は、 $t = t_2$ ($= t_1 + \Delta t$)、 $t = t_3$ ($= t_2 + \Delta t$) 等のように繰り返される。

この方法は、図6Aに示すように、垂直に定位された画像面52で直線上にあると仮定していることは理解されるであろう。この仮定は、超音波検査データの取得の任意の点において、カテーテルがトランスデューサ1と2の間で大きな曲率を有しているところで、著しい誤差となる。この誤差は図6Bに示され、ここでは t_1 で取得される画像に対して、接線は線612で近似され、一方真の接線62はそこから著しい変位を有していることが分かる。このように、現実の画像面が面52で示されるように演算されるべきであるが、その代わり仮想画像面58が生成される結果、現実と仮想の画像面の間で実質的な角度誤差59がある。さらに、この角度誤差は誤差60を引き起こし、画像の原点を配置する際に起こる。

これに対し、2つの追跡トランスデューサの使用は、プルバックがカテーテルチップの位置においてカテーテル軸とインラインで行われない場合に生じる横移動と関連した誤差を防止する。これは、プルバックの軌跡に対する線は1時点で記録されるのに対し、横移動による誤差は単一の追跡トランスデューサに対する2つの連続した点が接線を計算するのに使用されるときに起こるからである。

他の実施形態では、本発明は管腔内超音波の代わりに、光学コヒーレンストモグラフィ (optical coherence tomography: OCT) を使用して身体の組織をイメージングする。OCTは一般的にスワンソン (Swanson) らの米国特許第5

321501号に記載され、それは参照することによってここに組み入れられる。図8を参照すると、光学コヒーレンスドメインレフレクトメータ (optical coherence domain reflectometer: OCDR) 200が示されている。このOCDRは、光学カプラー202に接続された短いコヒーレンス長さ (広いスペクトル帯域) の光源201を含む。カプラー202への他の入力は、レーザ204であり、光学的に視覚可能な出力を発生し、光ファイバースパス205を通してカプラーに適用される。レーザ204は本システムの通常の動作には貢献せずに、ダイオード201からの光が赤外領域にあって視覚できないときに、サンプルとの適正な一致のための可視光源を提供するためにのみ利用される。光学コヒーレンスドメインレフレクトメータの構成および動作についてのさらなる詳細は、スワンソン (Swanson) らの米国特許第5321501号に与えられている。

図9は、血管や、食道等の管状構造250をイメージングするのに利用されるカテーテルモジュールを示す。ファイバー251は、外部シース253に回転可能に装着された内部回転シース252に埋設されている。内部シース252は、ファイバー2512の端にレンズ254と傾斜した鏡面255を有している。プローブは管壁250に沿って長手方向257に走査され、一方内部シース252は回転されて管壁を2次元で走査する。3次元走査を与えるための深さ方向の次元の走査は、スワンソン (Swanson) らの米国特許第5321501号に記載された技術の一つによって達成される。

以上、本発明は、理解を明瞭にするために、実施例によりある程度詳細に説明されたが、請求の範囲に入るような偏向や修正がなされてもよいことは明らかである。

【図1】

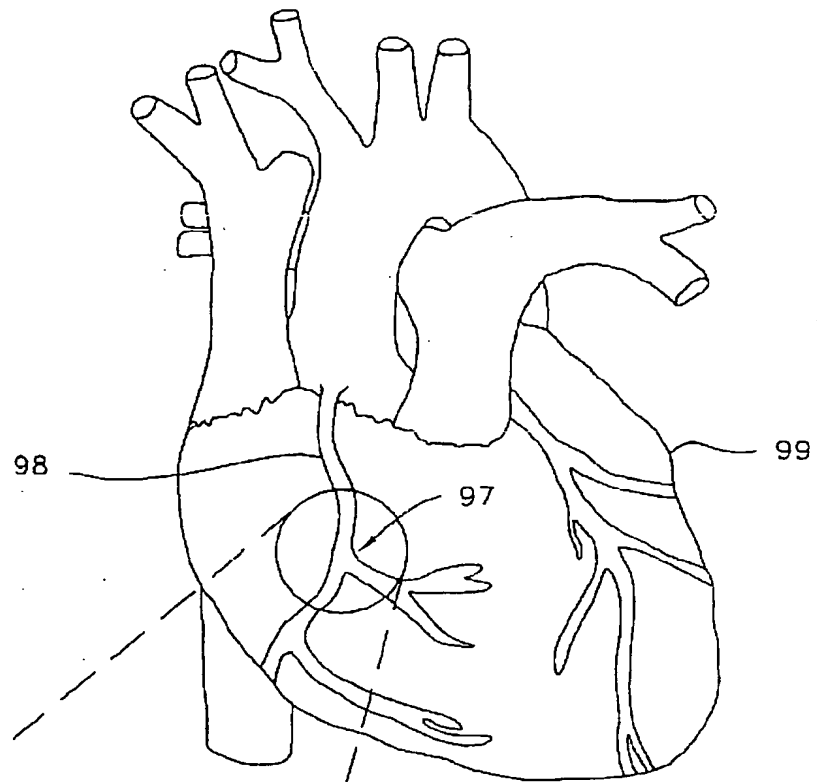


FIG. 1

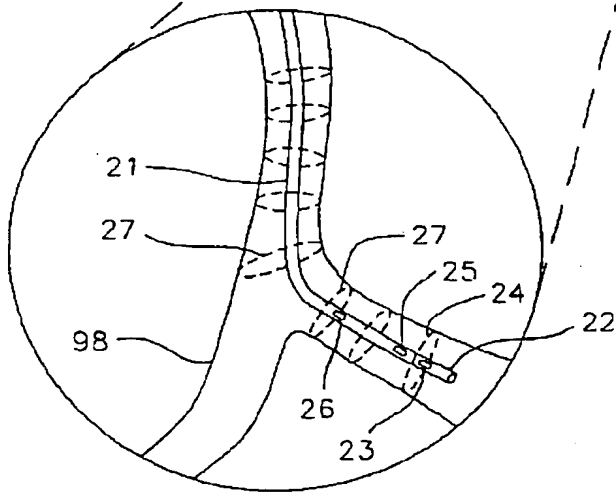


FIG. 2

【図2】

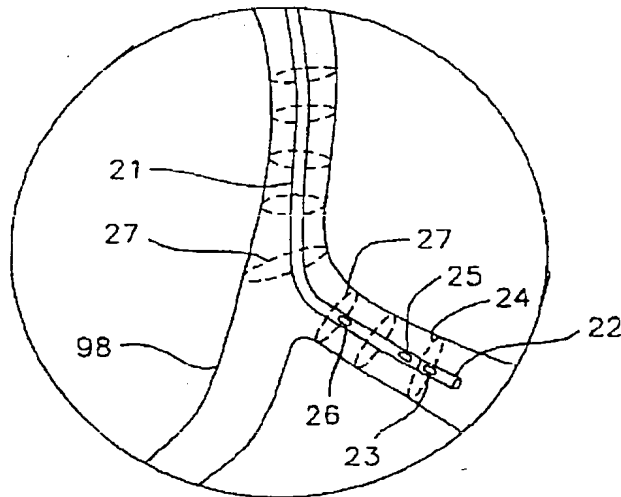


FIG. 2

【図3】

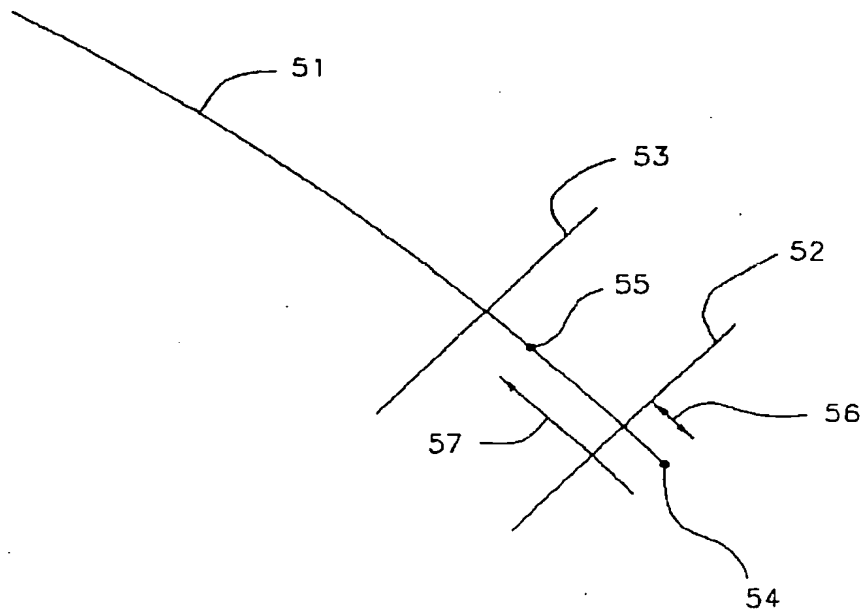
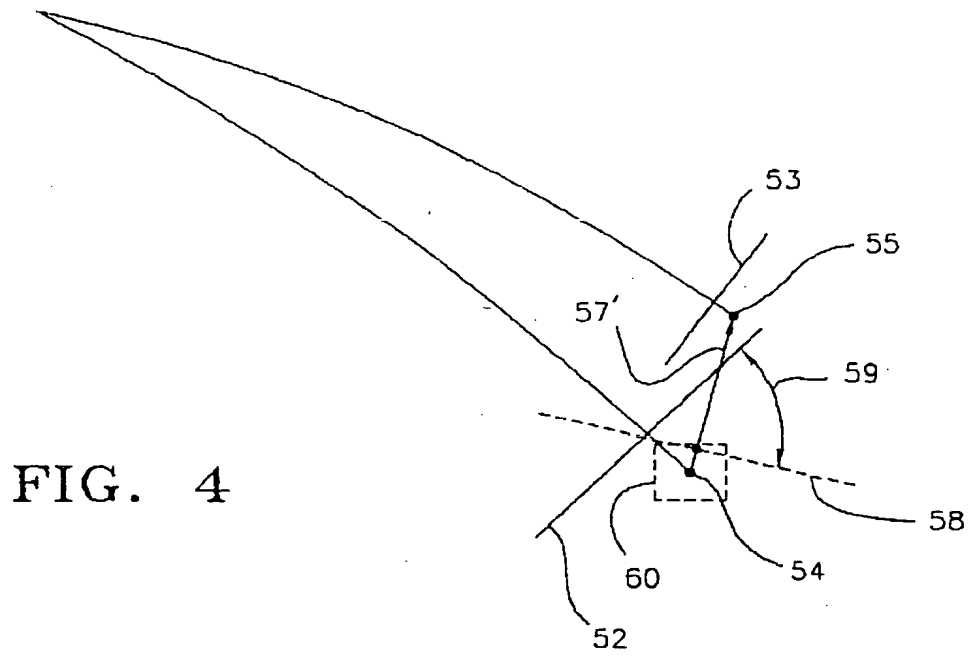


FIG. 3

【図4】



【図5】

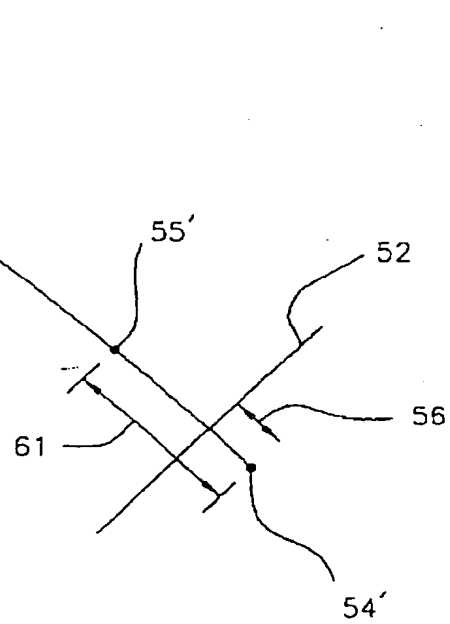


FIG. 5

【図6】

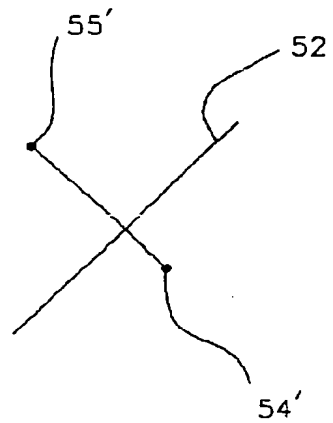


FIG. 6A

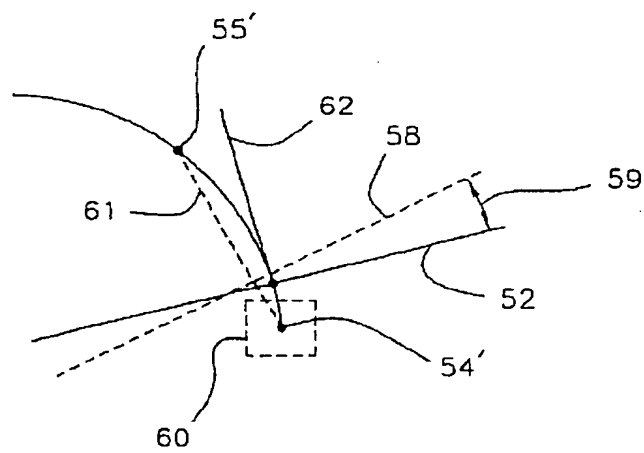


FIG. 6B

【図7】

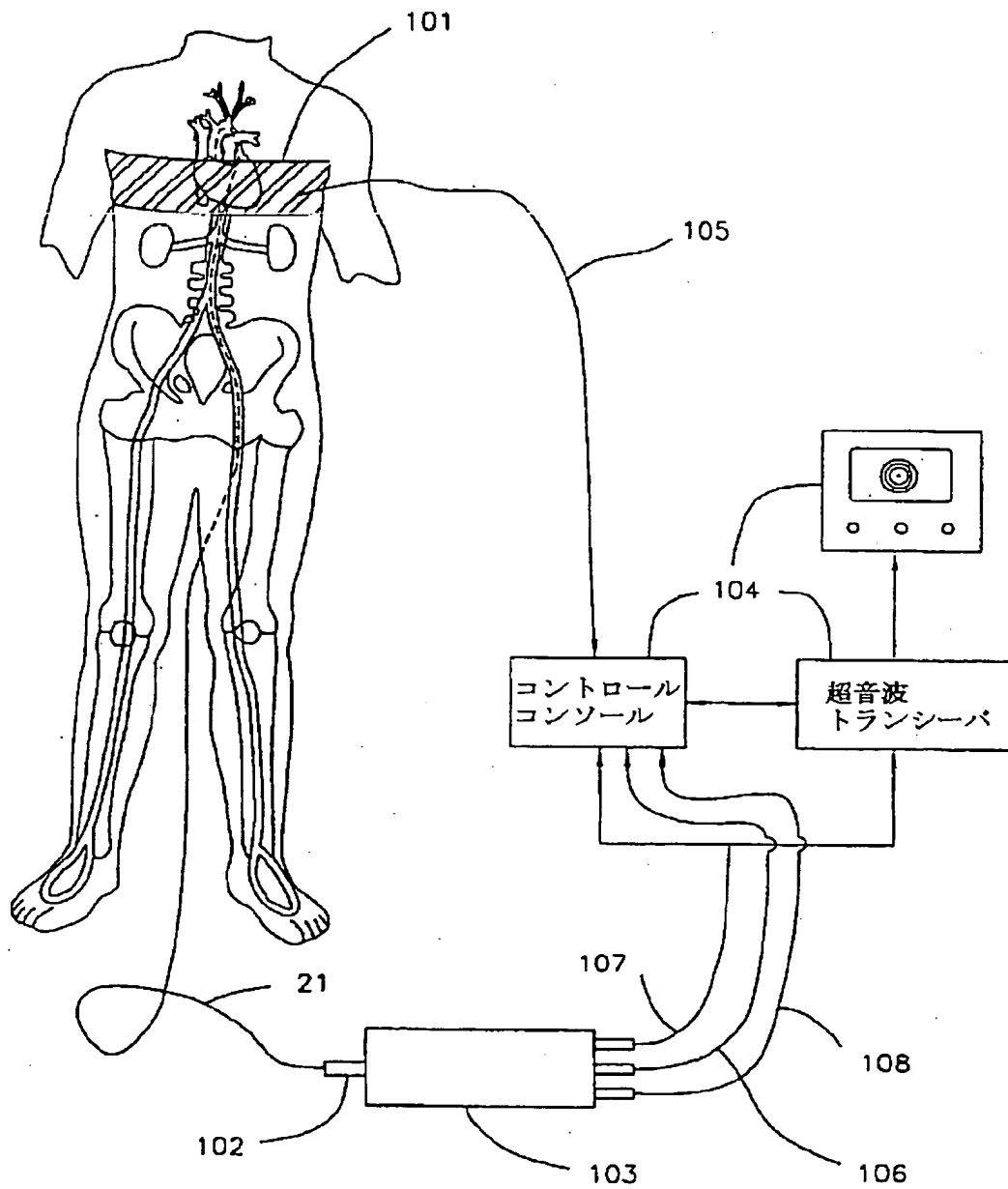


FIG. 7

【図8】

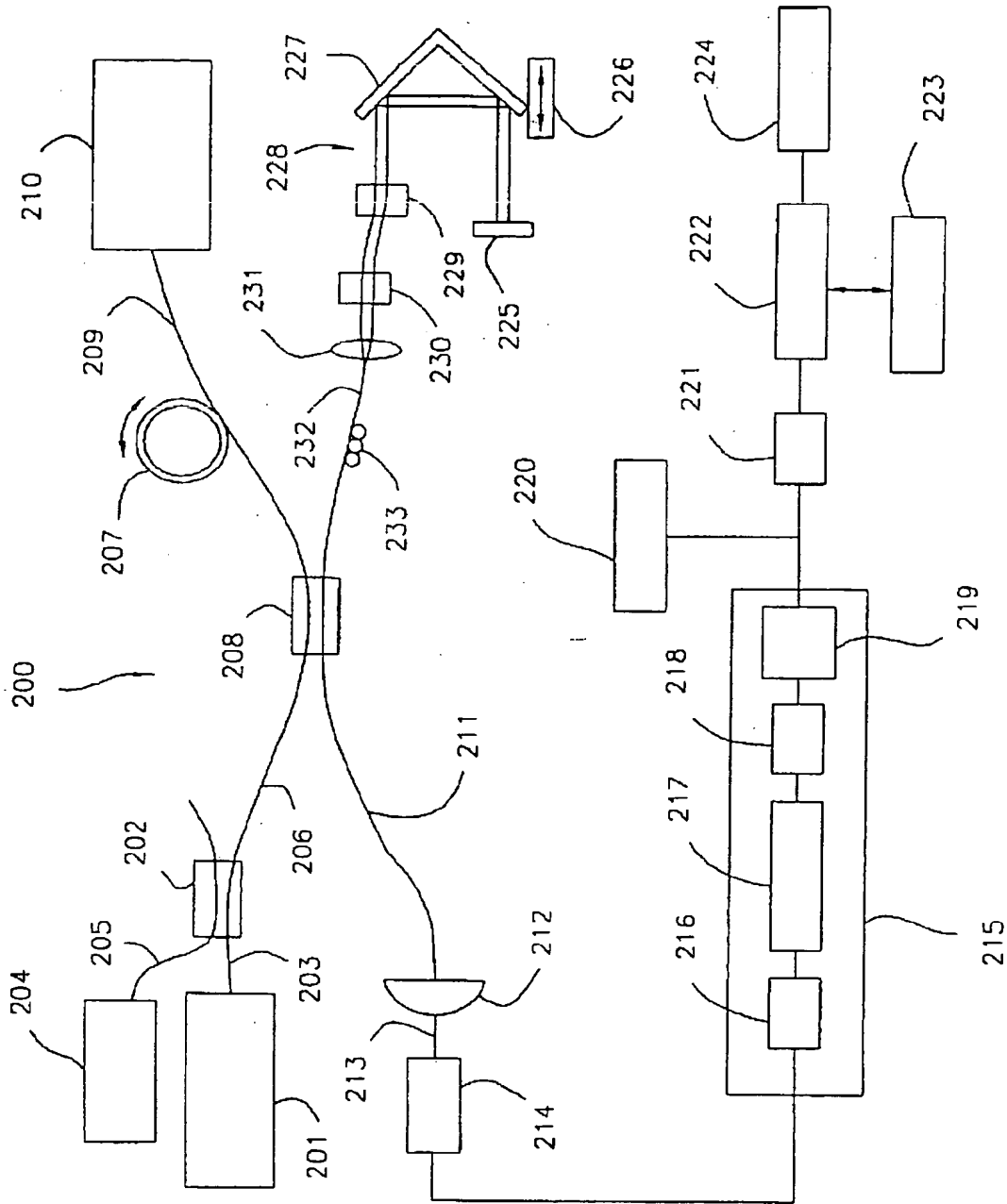


FIG. 8

【図9】

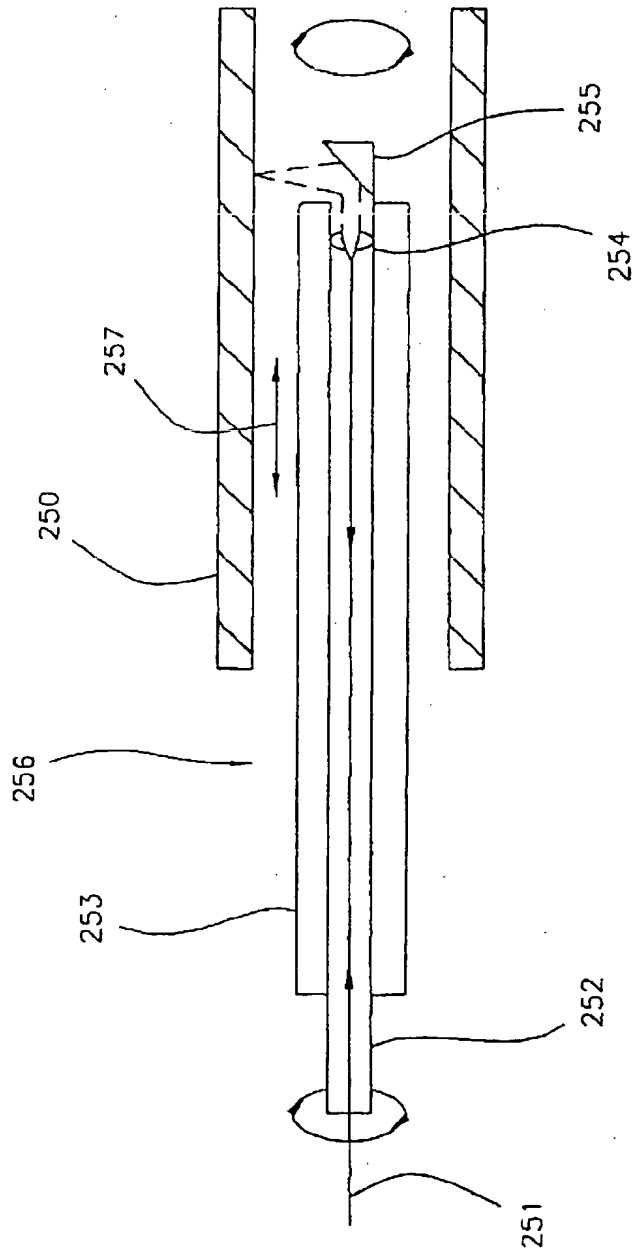


FIG. 9

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No.
PCT/US 97/16455

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
IPC 6 A61B8/12

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

IPC 6 A61B

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y A	WO 91 15154 A (TECHNOMED INTERNATIONAL) 17 October 1991 see page 8, line 29 - page 12, line 11 see page 14, line 25 - page 16, line 26 ---	1,3,8,9, 16,22 5,17
Y A	WO 95 06436 A (UNIVERSITY OF WASHINGTON) 9 March 1995 see page 4, line 33 - page 6, line 31 ---	1,3,8,9, 16,22 15
A	WO 92 19930 A (MASSACHUSETTS INSTITUTE OF TECHNOLOGY) 12 November 1992 see page 51, line 17 - page 54, line 13; figures 5-7	1,2,22
A	& US 5 321 501 A (E.A. SWANSON ET AL./M.I.T.) cited in the application see figures 5-7 ---	1,2,22
	--- -/--	

☒ Further documents are listed in the continuation of box C.

☒ Patent family members are listed in annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier document but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art.

"Z" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

11 February 1998

Date of mailing of the international search report

18/02/1998

Name and mailing address of the ISA

European Patent Office, P.O. 5818 Patentlaan 2
NL - 2260 HV Rijswijk
Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 851 epo nl,
Fax: (+31-70) 340-3016

Authorized officer

Rieb, K.D.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No.

PCT/US 97/16455

C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
P, A	WO 97 32182 A (MASSACHUSETTS INSTITUTE OF TECHNOLOGY) 4 September 1997 see page 2, line 7 - line 14 see page 9, line 1 - line 23 see page 12, line 21 - page 15, line 29 ---	1,2,22
A	WO 95 28884 A (L.J. FRAZIN ET AL.) 2 November 1995	1,3-5,8
A	see page 6, line 6 - line 33	11,15,16
A	see page 10, line 24 - page 11, line 13 ---	22-25
A	US 5 497 776 A (T. YAMAZAKI ET AL.) 12 March 1996 see column 16, line 2 - line 12 see column 16, line 45 - column 17, line 10 see column 19, line 51 - column 20, line 24 see column 22, line 66 - column 23, line 8 ---	1,3,6,8, 9,17,22
A	WO 94 00052 A (CARDIOVASCULAR IMAGING SYSTEMS) 6 January 1994 see page 9, line 10 - page 12, line 29 see page 19, line 22 - page 21, line 20	1,3,6,8, 9,17,22
A	& US 5 361 768 A (W.E. WEBLER ET AL.) cited in the application -----	1,3,6,8, 9,17,22

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Intern. Patent Application No.

PCT/US 97/16455

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
WO 9115154 A	17-10-91	FR 2660543 A US 5178148 A	11-10-91 12-01-93
WO 9506436 A	09-03-95	US 5398691 A AU 7679894 A	21-03-95 22-03-95
WO 9219930 A	12-11-92	EP 0581871 A JP 6511312 T US 5459570 A US 5465147 A US 5321501 A	09-02-94 15-12-94 17-10-95 07-11-95 14-06-94
WO 9732182 A	04-09-97	AU 1977597 A	16-09-97
WO 9528884 A	02-11-95	US 5546949 A CA 2191000 A EP 0758864 A	20-08-96 02-11-95 26-02-97
US 5497776 A	12-03-96	JP 7047066 A JP 7155328 A JP 7328006 A	21-02-95 20-06-95 19-12-95
WO 9400052 A	06-01-94	US 5361768 A CA 2139422 A EP 0648091 A JP 7508204 T US 5485846 A US 5592942 A	08-11-94 06-01-94 19-04-95 14-09-95 23-01-96 14-01-97

フロントページの続き

(81)指定国 EP(AT, BE, CH, DE,
DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, L
U, MC, NL, PT, SE), CA, JP

【公報種別】特許法第17条の2の規定による補正の掲載

【部門区分】第1部門第2区分

【発行日】平成17年4月7日(2005.4.7)

【公表番号】特表2001-500762(P2001-500762A)

【公表日】平成13年1月23日(2001.1.23)

【出願番号】特願平10-514834

【国際特許分類第7版】

A 6 1 B 8/12

G 0 1 N 21/17

【F I】

A 6 1 B 8/12

G 0 1 N 21/17 6 2 0

【手続補正書】

【提出日】平成16年8月24日(2004.8.24)

【手続補正1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】補正の内容のとおり

【補正方法】変更

【補正の内容】

手続補正書

平成16年 8月24日

特許庁長官殿



1. 事件の表示

平成10年特許願第514834号

2. 補正をする者

氏名(名称) ポストン・サイエンティフィック・リミテッド

3. 代理人

住所

〒540-0001
大阪府大阪市中央区城見1丁目3番7号 IMPビル
青山特許事務所
電話 06-6949-1261 FAX 06-6949-0361

氏名

弁理士 (6214) 青山 傑



4. 補正対象書類名 請求の範囲

5. 補正対象項目名 請求の範囲

6. 補正の内容
別紙のとおり。

請 求 の 範 囲

1. 患者の身体内の器官、ルーメン、または他の内部構造をイメージングして、当該器官、ルーメン、または他の内部構造の関心領域の正確な3次元再生を行うカテーテルイメージングシステムにおいて、

基端領域、先端領域、および前記先端領域内に動作可能に配置されたイメージングチップを有するカテーテルと、

カテーテルイメージングチップに近接して装着された少なくとも1つの追跡要素と、カテーテルイメージングチップから離れて配置された複数の基準フレーム要素とからなるカテーテル追跡システムと、

前記イメージングチップに動作可能に連結された自動長手位置変換器と、

前記イメージングチップ、追跡システム、および自動長手位置変換器に連結されたシステムとからなり、

動作中、前記システムは、前記イメージングチップを自動的にプルバックし、一方前記イメージングチップの周囲の複数の画像を取得し、移動中に前記イメージングチップの位置座標を追跡するカテーテルイメージングシステム。

2. 前記システムは、さらに、

(i) 前記少なくとも1つの追跡要素が前記基準フレーム要素によって受信される超音波信号を生成することを可能にし、

(ii) 前記超音波信号の生成と、前記基準フレーム要素による受信との間の経過時間を連続的に測定し、

(iii) 前記基準フレーム要素のお互いに対する位置と、前記少なくとも1つの追跡要素の前記基準フレーム要素に対する位置とを演算する、ための回路からなる請求項1に記載のカテーテルイメージングシステム。

3. 前記少なくとも1つの追跡要素はトランスデューサであり、前記基準フレーム要素はトランスデューサである請求項2に記載のカテーテルイメージングシステム。

4. 前記少なくとも1つの追跡要素はトランスデューサであり、前記基準フレーム要素はトランスデューサである請求項1に記載のカテーテルイメージングシステム。